

X-ray imaging method

Patent Number: ☐ US5852646

Publication date: 1998-12-22

Inventor(s): KOPPE REINER H (DE); KLOTZ ERHARD P A (DE); AERTS HANS (NL); OP DE BEEK JOHN (NL)

Applicant(s): PHILIPS CORP (US)

Requested Patent: ☐ DE19620371

Application Number: US19970852301 19970507

Priority Number(s): DE19961020371 19960521

IPC Classification: A61B6/03

EC Classification: G06T11/00T

Equivalents: ☐ EP0809211, A3; ☐ JP10057365

Abstract

An X-ray imaging method, and device for carrying out the method, utilizes a first imaging device to form and digitally store a series of two-dimensional X-ray images in which an object to be examined is projected onto an X-ray image pick-up device from different perspectives, and a second imaging device to form a three-dimensional image of the same object. Quasi three-dimensional reproduction of anatomic structures is achieved by extracting a relevant structure of the object to be examined from the three-dimensional image, calculating synthetic, two-dimensional projection images of the extracted structure, the structure being projected with the same geometrical parameters as used for the relevant structure during the formation of the individual X-ray images, forming superposition images by superposing the synthetic projection images and the X-ray images formed under the same geometrical conditions, and displaying the series of superposition images.

Data supplied from the esp@cenet database -12

1. The first part of the report is a general introduction to the subject of the study. It discusses the importance of the study and the objectives of the research. It also mentions the scope of the study and the limitations of the research.

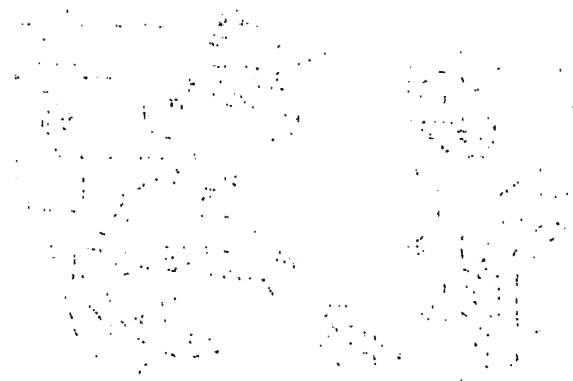
2. The second part of the report is a literature review. It discusses the previous studies on the subject of the study. It mentions the findings of the previous studies and the gaps in the knowledge. It also mentions the theoretical framework of the study.

3. The third part of the report is the methodology. It discusses the research design, the data collection methods, and the data analysis methods.

4. The fourth part of the report is the results. It discusses the findings of the study. It mentions the statistical results and the conclusions drawn from the results. It also mentions the implications of the study.

5. The fifth part of the report is the conclusion. It summarizes the findings of the study and the conclusions drawn from the results. It also mentions the implications of the study and the recommendations for future research.

6. The sixth part of the report is the references. It lists the sources of the information used in the study. It includes books, journals, and other sources of information.





(71) Anmelder:

Philips Patentverwaltung GmbH, 22335 Hamburg, DE

(72) Erfinder:

Klotz, Erhard Paul Artur, 24534 Neumünster, DE;
Koppe, Reiner Heinrich, Dr., 22457 Hamburg, DE;
Beek, John op de, Graatschoppad, NL; Aerts, Hans,
Berkel Enschoot, NL

(56) Entgegenhaltungen:

DE 43 04 571 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Röntgenaufnahme-Verfahren

(57) Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahme-Verfahren,

bei dem mit einer ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, sowie eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens. Dabei ist eine quasi dreidimensionale Wiedergabe von anatomischen Strukturen möglich, die von der ersten bildgebenden Einrichtung abgebildet sind, und solchen Strukturen, die dadurch nicht abbildbar sind. Dies wird durch folgende Verfahrensschritte erreicht:

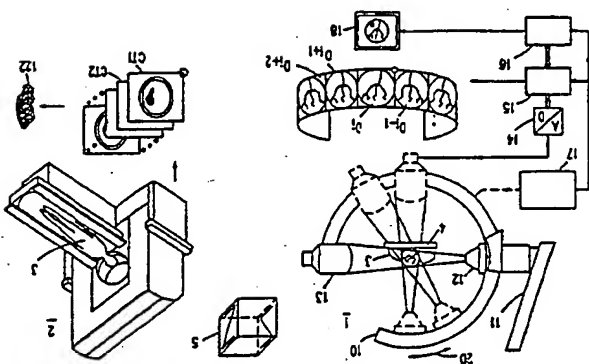
a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung

b) Extraktion einer relevanten Struktur des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild

c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen

d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen

e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.



sen muß und keinen direkten, dreidimensionalen Eindruck der Lage des Biopsiepfades in bezug auf das Gefäßsystem vermittelt bekommt.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß der Benutzer einen verbesserten, quasi dreidimensionalen Eindruck von der Lage der für die Diagnose relevanten Struktur, z. B. eines Tumors, in bezug auf die in den Röntgenaufnahmen dargestellte Anatomie (z. B. das Gefäßsystem) erhält. Für eine Biopsie beispielsweise kann er dann selbst den optimalen Biopsiepfad ermitteln oder einen automatisch vorgegebenen Biopsiepfad beurteilen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die folgenden Verfahrensschritte

- a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung
- b) Extraktion einer relevanten Struktur des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild
- c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen,
- d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen
- e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.

Bei der Erfindung wird also für jede Röntgenaufnahme ein synthetisches, zweidimensionales Projektionsbild berechnet, das die aus dem dreidimensionalen Bild einer zweiten bildgebenden Einrichtung (die ein Computertomograph sein kann), extrahierte Struktur darstellt, und zwar mit den gleichen geometrischen Parametern, mit denen diese Struktur und z. B. das Gefäßsystem bei der Erzeugung der Röntgenaufnahmen projiziert wird. In den Röntgenaufnahmen ist die Struktur wegen ihres geringen Kontrastes nicht sichtbar; jedoch kann in dem berechneten synthetischen Projektionsbild der Kontrast, mit dem die Struktur dargestellt wird, beliebig vorgegeben werden (es ist auch eine farbige Darstellung möglich). Die Röntgenaufnahme und das synthetische Projektionsbild, die zueinander korrespondieren, werden zu einem Überlagerungsbild kombiniert, und diese Überlagerungsbilder werden als Folge nacheinander wiedergegeben. Der Untersucher bekommt dadurch einen quasi dreidimensionalen Eindruck des Untersuchungsobjektes, wobei er die relative Lage der extrahierten Struktur in bezug auf die in den Röntgenaufnahmen dargestellte Anatomie, z. B. das Gefäßsystem, erkennen kann.

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, daß als zweite bildgebende Einrichtung ein Röntgen-Computertomograph verwendet wird, wobei zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Untersuchungsobjekt eine Anzahl von Tomogrammen von parallelen Schichten erstellt wird. Grundsätzlich ist es aber auch möglich, für die Erstellung eines dreidimensionalen Bildes eine andere Modalität zu benutzen, z. B. ein MR-Gerät oder ein Ultraschallgerät.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei Bild-Folgen wiedergegeben werden, die beide aus der Folge der Überlagerungsbilder abgeleitet werden, wobei

Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einer ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbildaufnehmer projiziert wird. Außerdem bezieht sich die Erfindung auf eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens.

Ein solches Verfahren und eine solche Anordnung sind bekannt aus einem Aufsatz von Koppe et al in Proceedings CAR - 95 Berlin, 1995 pp. 101 - 107 - im folgenden mit D1 bezeichnet. Bevorzugt wird dieses Verfahren zur Darstellung des Gefäßsystems verwendet, in das zuvor Kontrastmittel injiziert wurde. Grundsätzlich wären auch dreidimensionale Darstellungen des Gefäßsystems möglich, z. B. mit MR- oder CT-Aufnahmen. Doch ist es damit noch möglich, das Gefäßsystem mit so hoher räumlicher Auflösung zu rekonstruieren, wie es bei verschiedenen medizinischen Untersuchungen erforderlich ist. Bei dem eingangs beschriebenen Verfahren ergibt sich demgegenüber eine hohe räumliche Auflösung, und es entsteht ein quasi dreidimensionaler räumlicher Eindruck, wenn die Röntgenaufnahmen in schneller Folge nacheinander wiedergegeben werden. Nachteilig dabei ist aber, daß die Röntgenaufnahmen nur das Gefäßsystem zeigen, während das Gewebe in der Umgebung nicht dargestellt wird. Bei stereoskopischen Untersuchungen ist es aber erforderlich, die relative Lage einer für die Untersuchung relevanten Struktur, z. B. eines Tumors, in bezug auf das Gefäßsystem bestimmen zu können.

Zu diesem Zweck ist es aus einer weiteren Veröffentlichung (D2) von Kelly et al in "Neurosurgery", Vol. 14, Nr. 2, 1984 bekannt, einseitig Stereobildpaare zu erstellen, die das Gefäßsystem von vorne bzw. von der Seite zeigen und andererseits von der gleichen Region des Untersuchungsobjektes mittels eines Computertomographen ein dreidimensionales Bild zu erstellen. Um die Befunde in den zweidimensionalen Röntgenaufnahmen einerseits und dem dreidimensionalen CT-Bild andererseits einander zuordnen zu können, wird dabei ein Referenzrahmen - gegebenenfalls in Verbindung mit Referenzmarkern verwendet - der bzw. die auf den Röntgenaufnahmen bzw. dem CT-Bild abgebildet werden, so daß die Lage der zu untersuchenden anatomischen Strukturen in bezug auf den Referenzrahmen bzw. die Referenzmarker genau bestimmt und Befunde aus den verschiedenen Abbildungen miteinander korreliert werden können.

Bei dem bekannten Verfahren gibt der Untersucher in dem dreidimensionalen CT-Bild einen Punkt vor, in dem eine Biopsie durchgeführt werden soll, und ein Computertomograph berechnet daraus die mechanischen Einstellungen eines stereoskopischen Rahmens, mit denen der Biopsiepunkt in den Fokuspunkt des stereoskopischen Rahmens gerückt werden kann. Die horizontalen und vertikalen Winkelseinstellungen, unter denen eine Biopsienadel eingeführt wird, werden mit Hilfe der angiographischen Röntgenaufnahmen bestimmt, bei denen die Gefäßpunkte, die dicht am Pfad der Biopsienadel liegen, digitalisiert und in den Computer eingegeben werden. Hieraus die geeigneten Winkel berechnet und anschließend bei dieser Prozedur ist, daß der Untersucher sich auf die Berechnungen des Computers verlassen zeigt.

bei die beiden Bildfolgen um einige Überlagerungs-
der gegeneinander versetzt sind. Bei geeigneter Wie-
Überlagerungs-
druck, obwohl nur eine einzige existiert. Wenn
die beiden Überlagerungs-
reobildpaar darstellen, geeignet aus der Folge ausge-
wählt werden (z. B. so, daß sie das Objekt aus unter 6°
gegenseitig versetzten Perspektiven darstellen),
dann entsteht ein stereoskopischer Eindruck, obwohl
die beiden Bildfolgen, aus denen die Stereobildpaare
abgeleitet werden, nicht voneinander unabhängig sind,
sondern aus der gleichen Folge von Überlagerungs-
Bildern abgeleitet sind. Grundsätzlich ist es aber auch
möglich, zwei getrennte Bildfolgen zu erzeugen, die den
Untersuchungsbereich mit unterschiedlicher Projek-
tionsgeometrie abbilden.
Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht
vor, daß zur Darstellung des Gefäßverlaufs bei einem
Patienten vor der Anfertigung der Röntgenaufnahmen
eine Kontrastmittelinjektion erfolgt zur Erzeugung ei-
ner Serie von Röntgenaufnahmen, die das mit Kontrast-
mittel gefüllte Gefäßsystem des Patienten darstellen.
Dadurch ist es möglich, das Gefäßsystem darzustellen.
Bei einer solchen Gefäßdarstellung läßt sich eine wei-
tere Verbesserung dadurch erreichen, daß in geringem
zeitlichen Abstand von der ersten Serie von Röntgenauf-
nahmen eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen an-
gefertigt wird, die den Patienten ohne Kontrastmittel
darstellen, daß die zueinander korrespondierenden
Röntgenaufnahmen der beiden Serien zur Erzeugung
von Differenzbildern voneinander subtrahiert werden,
und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder die
Differenzbilder und die synthetischen Projektionsbilder
einander überlagert werden.
Ein wichtige Voraussetzung für quantitative Messun-
gen an den Überlagerungsbildern ist, daß diese, die aus
den beiden bildgebenden Einrichtungen erhaltenen ana-
tomischen Strukturen korrekt darstellen. Wenn der
Röntgenbildaufnehmer der ersten bildgebenden Ein-
richtung jedoch ein Röntgenbildverstärker ist, können
sich aufgrund der üblichen Krümmung des Einstrah-
schlums des Röntgenbildverstärkers sowie durch die
Wirkung des Erdmagnetfeldes Verzerrungen der Rönt-
genaufnahmen ergeben. Diese werden in Ausgestaltung
der Erfindung beseitigt durch einen ersten Korrektur-
schritt zur Korrektur der von dem Röntgenbildaufneh-
mers abhängigen Verzerrungen mit Hilfe eines ersten
Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem
Überlagerungsschritt.
Bei einem Röntgenaufnahmesystem, bei dem ein
Röntgenstrahler und der Röntgenbildaufnehmer an ei-
nem C-Bogen befestigt sind, werden die Röntgenauf-
nahmen auch dadurch beeinflusst, daß der C-Bogen nicht
starr ist, sondern sich unter dem Einfluß der Schwerk-
raft und der Fliehkraft, ggf. auch durch mechanische
Schwingungen, verformt. Dadurch verschieben bzw.
verdrängen sich die Röntgenaufnahmen gegeneinander dem
Idealfall (gleiche relative Lage des Röntgenstrahlers in
Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer in allen Perspek-
tiven). Dadurch wird die Genauigkeit der Überlage-
rungsbilder beeinträchtigt. Diese lassen sich beseitigen
durch einen zweiten Korrekturschritt zur Korrektur der
durch die Änderung der relativen Position des Röntgen-
strahlers in Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer ab-
hängigen Bildtransformation (Bildverschiebung, und
Bilddehnung) mit Hilfe eines zweiten Satzes gespeicher-
ter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt.

Eine Anordnung zur Durchführung des erfindungsge-
mäßes Verfahrens weist eine erste bildgebende Einrich-
tung auf, die einen Röntgenstrahler und einen Röntgen-
bildaufnehmer umfaßt, die zur Anfertigung einer Serie
von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, bei denen
das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Per-
spektiven auf den Röntgenbildaufnehmer projiziert
wird, in Bezug auf ein Untersuchungsobjekt verstellbar
sind, mit Mitteln zum Speichern der Röntgenaufnahmen
und mit programmierbaren Bildverarbeitungsmitteln,
die so programmiert sind, daß folgende Bildverarbei-
tungsoperationen durchgeführt werden:
b) Extraktion einer relevanten Struktur des Unter-
suchungsobjektes aus einem dreidimensionalen
Bild, das von dem gleichen Untersuchungsobjekt
mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung erstellt
ist
c) Berechnung synthetischer Projektionsbilder der
extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den
gleichen geometrischen Parametern projiziert wird
wie die reale Struktur bei der Erzeugung der ein-
zelnen Röntgenaufnahmen,
d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch
Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder
mit den unter den gleichen geometrischen Verhält-
nissen erstellten Röntgenaufnahmen
e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.
Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeich-
nungen näher erläutert. Es zeigen:
Fig. 1 eine Einrichtung, mit der die Erfindung durch-
führbar ist, in schematischer Darstellung;
Fig. 2 den Ablauf der Bildverarbeitungsoptionen;
Fig. 3 die geometrischen Verhältnisse, die der Berech-
nung der Projektionsbilder zugrundeliegen und
Fig. 4 eine Folge von Überlagerungsbildern.
In Fig. 1 ist mit 1 eine erste bildgebende Einrichtung
und mit 2 eine zweite bildgebende Einrichtung bezeich-
net. Um die Bilder der ersten und der zweiten bildge-
benden Einrichtung — bzw. aus diesen Bildern abgelei-
tete Daten zueinander in Beziehung setzen zu können,
wird in bekannter Weise ein Referenzrahmen 3 benutzt,
der in den Bildern beider Einrichtungen mit abgebildet
wird, ggf. in Verbindung mit kugelförmigen Referenz-
markern. Grundsätzlich können diese Bilder aber auch
anhand charakteristischer anatomischer Strukturen
korreliert werden, wenn diese mit Hilfe geeigneter Bild-
verarbeitungsvorfahren detektiert werden.
Die erste bildgebende Einrichtung dient der Erstel-
lung zweidimensionaler Röntgenaufnahmen eines auf
einem Tisch 4 befindlichen Untersuchungsobjektes 3,
z. B. eines Patienten. Die zweite bildgebende Einrich-
tung dient zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bil-
des. Als "dreidimensionales Bild" wird dabei ein Daten-
satz bezeichnet, der die Absorptionsverteilung in dem
Untersuchungsobjekt 3 in einem dreidimensionalen Be-
reich wiedergibt und der aus einer Anzahl zweidimen-
sionaler Computertomogramme CT1, CT2, ..., CTM von
nebeneinanderliegenden parallelen Schichten des Un-
tersuchungsobjektes abgeleitet wird.
Die erste bildgebende Einrichtung 1 umfaßt einen
kreisbogenförmigen, sogenannten C-Bogen, der an ei-
nem nur teilweise dargestellten Stativ 11 gehalten ist.
Dabei kann der C-Bogen einerseits um eine waagrecht-
te Achse geschwenkt und mittels eines nicht näher dar-
gestellten Motorantriebs in Richtung des Doppelpfeiles
20 um z. B. 180° um seinen Mittelpunkt bewegt werden.

An dem C-Bogen 10 sind ein Röntgenstrahler 12 und ein Röntgenbildaufnehmer 13 befestigt, die so aufeinander ausgerichtet sind, daß von einem Untersuchungs- volumen um den erwähnten Mittelpunkt herum eine Röntgenaufnahme angefertigt werden kann. Dabei kann eine log-Digital-Wandler 14 digitalisiert und in einem Speicher 15 gespeichert werden, so daß am Ende der Untersuchung die gesamte Röntgenaufnahmeserie gespeichert ist. Diese Röntgenaufnahmen können von einer Bildverarbeitungseinheit 16 verarbeitet werden. Die erzeugten Bilder ($\dots, D_{i-1}, D_i, D_{i+1}, D_{i+2}$) können einzeln oder als Bildfolge — auf einem Monitor 18 dargestellt werden. Die Steuerung der einzelnen Komponenten des bildgebenden Systems 1 erfolgt mit Hilfe einer Steuereinheit 17.

In Fig. 2 ist die Folge der Verfahrensschritte für die beiden bildgebenden Systeme dargestellt. Nach der Initialisierung (100) des ersten bildgebenden Systems wird — nach einer Kontrastmittelinjektion — eine Folge von n Röntgenaufnahmen erstellt (z. B. $n = 100$), die das Untersuchungsobjekt und die darin befindlichen, mit Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße darstellen (Schritt 101). Davor — oder danach — wird eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen M erstellt, die dasselbe Objekt unter denselben Perspektiven darstellen wie die Röntgenaufnahmen C — die jedoch das Gefäßsystem nicht darstellen (weil entweder das Kontrastmittel noch nicht injiziert ist oder das Kontrastmittel sich schon so weit verteilt hat, daß es im Bild nicht mehr sichtbar wird).

Anschließend werden die Leeraufnahmen M von den korrespondierenden Kontrastbildern, die aus derselben Winkelposition aufgenommen wurden, subtrahiert (Schritt 102), so daß sich eine Folge von Differenzbildern $D_1, \dots, D_i, \dots, D_n$ ergibt, die für die verschiedenen Winkelpositionen nur noch das Gefäßsystem darstellen, weil die anderen anatomischen Strukturen durch die Subtraktion eliminiert werden. — Anstelle der Differenzbilder können aber auch lediglich Kontrastmittel-aufnahmen (ohne Subtraktion von Leeraufnahmen) verwendet werden. In diesem Fall muß mehr Kontrastmittel injiziert werden; man erkennt dann jedoch auch noch Knochenstrukturen.

Vor oder nach der Erzeugung dieser Röntgenaufnahmen wird von derselben anatomischen Region des Patienten eine Serie von Computertomogrammen C_1, \dots, C_n erstellt, die die Absorptionsverteilung in benachbarten parallelen Ebenen der Untersuchungsregion darstellen, so daß sich ein dreidimensionales "Bild" ergibt, d. h. ein Datensatz, der die Absorptionsverteilung in einem dreidimensionalen Bereich kennzeichnet (Verfahrensschritt 201). Damit die Bildanteile, die aus den verschiedenen Modalitäten 1 bzw. 2 gewonnen werden, zueinander in Beziehung gesetzt werden können, wird ein Referenzrahmen gegebenenfalls in Verbindung mit Referenzmarkern benutzt, die bezüglich der Untersuchungsregion — z. B. dem Schädel des Patienten — fixiert sind und in den Röntgenaufnahmen bzw. den Computertomogrammen mit abgebildet werden. Sie können in den Röntgenaufnahmen bzw. in den Computertomogrammen mit Hilfe automatischer Bildverarbeitungsg

gelegt werden. Abstandsmessungen sind mit Hilfe eines statischen Bildwiedergabe (Verfahrensschritt 108) möglich, wobei jeweils zwei Überlagerungsbilder (mit unterschiedlichen Projektionswinkel dargestellt werden. Es können auch Volumenmessungen durchgeführt werden. Danach ist das Verfahren beendet.

Vorstehend wurden zunächst die synthetischen Projektionsbilder 105 berechnet und gespeichert, und erst danach wurden die einzelnen Überlagerungsbilder erzeugt. Es ist jedoch auch möglich, während der Wiedergabe einer Röntgenaufnahme bzw. eines Differenzbildes das zugehörige synthetische Projektionsbild zu berechnen und das Differenzbild und das gerade berechnete Projektionsbild auf dem Monitor 18 zu überlagern, und zwar auch dann, wenn die Röntgenaufnahmen bzw. die daraus abgeleiteten Differenzbilder relativ schnell nacheinander wiedergegeben werden. Es ist dann also nicht erforderlich, vorab sämtliche synthetischen Projektionsbilder zu berechnen und sie erst danach den Differenzbildern bzw. Röntgenaufnahmen zu überlagern. Es ist auch eine stereoskopische Betrachtung möglich, bei der jeweils gleichzeitig ein Stereobildpaar wiedergegeben wird, das mit den üblichen Mitteln betrachtet werden kann. Dazu müssen keine gesonderten Röntgenaufnahmen erzeugt werden. Es genügt vielmehr, jeweils zwei Überlagerungsbilder wiederzugeben, die die Untersuchungsregion aus zwei Winkelpositionen wie-dergeben, die sich um etwa 6° unterscheiden — z. B. die Überlagerungsbilder U_1 und U_{i+1} oder die Bilder U_1 und U_{i+2} (vergl. Fig. 4). Diese stereoskopische Darstellung erleichtert nicht nur die Planung eines Biopsiepfades sondern auch die stereorakrische Messungen in den Überlagerungsbildern.

Patentansprüche

1. Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einem ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (D_1, \dots, D_n) angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt (3, 5) aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbild-aufnehmer projiziert wird, gekennzeichnet durch folgende Verfahrensschritte:
 - a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes (CT_1, \dots, CT_m) von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung (2)
 - b) Extraktion einer relevanten Struktur (122) des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild
 - c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder (P_1, \dots, P_n) der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen, (U_1, \dots, U_n) durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder (P_1, \dots, P_n) und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen (D_1, \dots, D_n)
 - e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder (U_1, \dots, U_n)
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als zweite bildgebende Einrichtung ein

geeigneter Kalibrierkörper ermittelt werden, und die daraus — für jede einzelne Winkelposition — ableitbaren Korrekturparameter werden zur Korrektur der in diesen Winkelpositionen erzeugten Röntgenaufnahmen herangezogen. Auch dieses Kalibrier- und Korrekturverfahren ist im einzelnen in dem Dokument D1 beschrieben. Es kann entfallen, wenn der C-Bogen so stark ist, daß sich die Verformungen nicht auf die Röntgenaufnahmen auswirken können.

Im nächsten Verfahrensschritt 105 werden Projektionsbilder der extrahierten Struktur erzeugt, und zwar eine für jedes Differenzbild D_1, \dots, D_n . Da Fig. 3 stellt dies für ein einziges Projektionsbild dar, wobei das der (zu dem Röntgenstrahl 12 korrespondierende) Projektionszentrum mit 120, die davon ausgehenden Projektionsstrahlen mit 121 und die extrahierte Struktur mit 122 bezeichnet sind. Das (in seiner Lage mit dem Röntgenbildaufnahme 13 korrespondierende) Projektionsbild ist mit P_1 bezeichnet. Die Berechnung eines solchen Projektionsbildes kann so erfolgen, daß ermittelt wird, ob sich auf einem zu einem Bildpunkt im Projektionsbild P_1 führenden Projektionsstrahl 121 mindestens ein Volumenelement (Voxel) der extrahierten Struktur befindet. Ist dies der Fall, wird dem Bildpunkt ein geeigneter Bildwert zugeordnet; wenn nicht der Bildwert 0. Dies wird für alle Bildpunkte wiederholt, so daß sich ein Projektionsbild P_1 ergibt, das eine Projektion 124 der Struktur darstellt. Dies wird für alle Winkelpositionen des Systems 12—13 wiederholt, in denen Röntgenaufnahmen bzw. die daraus abgeleiteten Differenzbilder erzeugt wurden.

Jedes auf diese Weise erzeugte Projektionsbild P_1 ist einer Röntgenaufnahme bzw. einem Differenzbild D_1 zugeordnet, wobei die Lage des Projektionszentrums 120 und des Projektionsbildes P_1 in bezug auf die extrahierte Struktur 122 von der Lage des Röntgenstrahlers bzw. des Röntgenbildaufnehmers in bezug auf die reale Struktur bei der Aufbringung der korrespondierenden Röntgenaufnahme bestimmt sind.

Die auf diese Weise erzeugten synthetischen Projektionsbilder können die extrahierte Struktur mit einem beliebig vorgebbaren Kontrast darstellen, aber auch farbige. Es kommt ja lediglich darauf an, die anatomischen Details aus den verschiedenen Bildern geometrisch zueinander wiederzugeben, aber nicht hinsichtlich des Kontrastes. — Auf diese Weise wird im Projektions-schritt 105 für jede Röntgenaufnahme ein synthetisches Projektionsbild erzeugt, bei dem die projizierte Struktur im Projektionsbild die gleiche Form und Lage hat wie sie die reale Struktur in den — gegebenenfalls korrigierten — Differenzbildern D_1, \dots, D_n haben würde, wenn sie dort abgebildet werden könnte.

Im nächsten Verfahrensschritt 106 werden die Differenzbilder D_1, \dots, D_n , die im wesentlichen das Ge-fäßsystem abbilden, und die synthetischen Projektionsbilder P_1, \dots, P_n , die aus dem CT-Bild extrahiert wurden, dargestellt, einander überlagert, so daß eine Folge von Überlagerungsbildern U_1, \dots, U_n (Fig. 4) entsteht, die beide anatomische Strukturen in geometrisch korrekter Zuordnung wiederergibt. Diese Bildfolge kann im darauf folgenden Verfahrensschritt 107 auf dem Monitor wiedergegeben werden, so daß ein quasi dreidimensionaler Bildeindruck entsteht, der eine Behandlungspfanung, z. B. die Vorgabe eines Biopsiepfades, zur Einführung eines Biopsienadels in die Struktur — oder die Beurteilung eines dreidimensionalen Biopsiepfades wesentlich erleichtert. Mit einem dreidimensionalen Ziehkreuz (Cursor) kann der Biopsiepfad interaktiv fest-

Richtung ein Röntgen-Computertomograph (2) verwendet wird, wobei zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Untersuchungsobjekt (3) eine Anzahl von Computertomogrammen (CT1 ... CTm) von parallelen Schichten erstellt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei Bild-Folgen wiedergegeben werden, die beide aus der Folge der Überlagerungsbilder (U1 ... Uj ... Un) abgeleitet werden, wobei die beiden Bildfolgen um einige Überlagerungsbilder gegeneinander versetzt sind.

4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Darstellung des Gefäßverlaufs bei einem Patienten vor der Aufertigung der Röntgenaufnahmen eine Kontrastmittelinjektion erfolgt zur Erzeugung einer Serie von Röntgenaufnahmen, die das mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßsystem des Patienten darstellen.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß in geringem zeitlichen Abstand von der einen Serie von Röntgenaufnahmen eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen angefertigt wird, die den Patienten ohne Kontrastmittel darstellen, daß die zueinander korrespondierenden Röntgenaufnahmen der beiden Serien zur Erzeugung von Differenzbildern voneinander subtrahiert werden, und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder die Differenzbilder und die synthetischen Projektionsbilder einander überlagert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen ersten Korrekturschritt (103) zur Korrektur der von dem Röntgenbildaufnehmer (13) abhängigen Verzerrungen mit Hilfe eines ersten Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt (106).

7. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen zweiten Korrekturschritt (104) zur Korrektur der durch die Änderung der relativen Position des Röntgenstrahlers (12) in Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer (13) abhängigen Bildtransformationen mit Hilfe eines zweiten Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt (106).

8. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit einer ersten bildgebenden Einrichtung (1) die einen Röntgenstrahler (12) und einen Röntgenbildaufnehmer (13) umfaßt, die zur Anfertigung einer Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (D1 ... Dj ... Dn) bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf den Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, in Bezug auf ein Untersuchungsobjekt verstellbar sind, mit Mitteln (15) zum Speichern der Röntgenaufnahmen und mit programmierbaren Bildverarbeitungsmitteln (16), die so programmiert sind, daß folgende Bildverarbeitungsoperationen durchgeführt werden:

b) Extraktion einer relevanten Struktur (122) des Untersuchungsobjektes (3) aus einem dreidimensionalen Bild (CT1 ... CTm), das von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung (2) erstellt ist

c) Berechnung synthetischer Projektionsbilder (P1 ... Pi ... Pn) der extrahierten Struktur, wobei bei der Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die realen Parameter bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen.

d) Erzeugung von Überlagerungsbildern (U1 ... Uj ... Un) durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder mit den unter den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen

e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.

9. Anordnung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen C-Bogen (10) umfaßt an dem der Röntgenstrahler (12) und der Röntgenbildaufnehmer (13) befestigt sind, und daß der C-Bogen auf einer Kreisbahn in eine Vielzahl von Aufnahmepositionen bewegbar ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leersite -

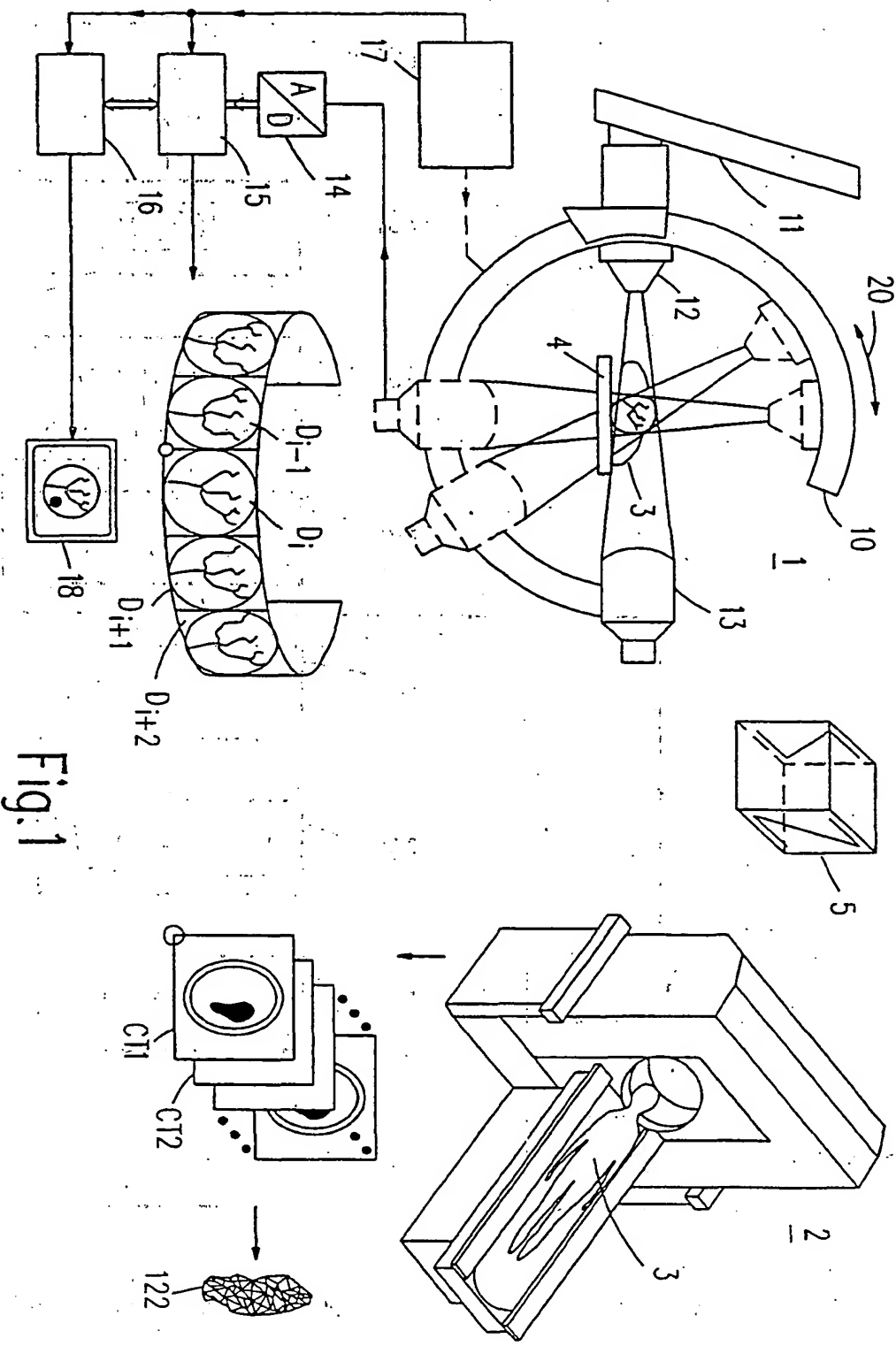


Fig. 1

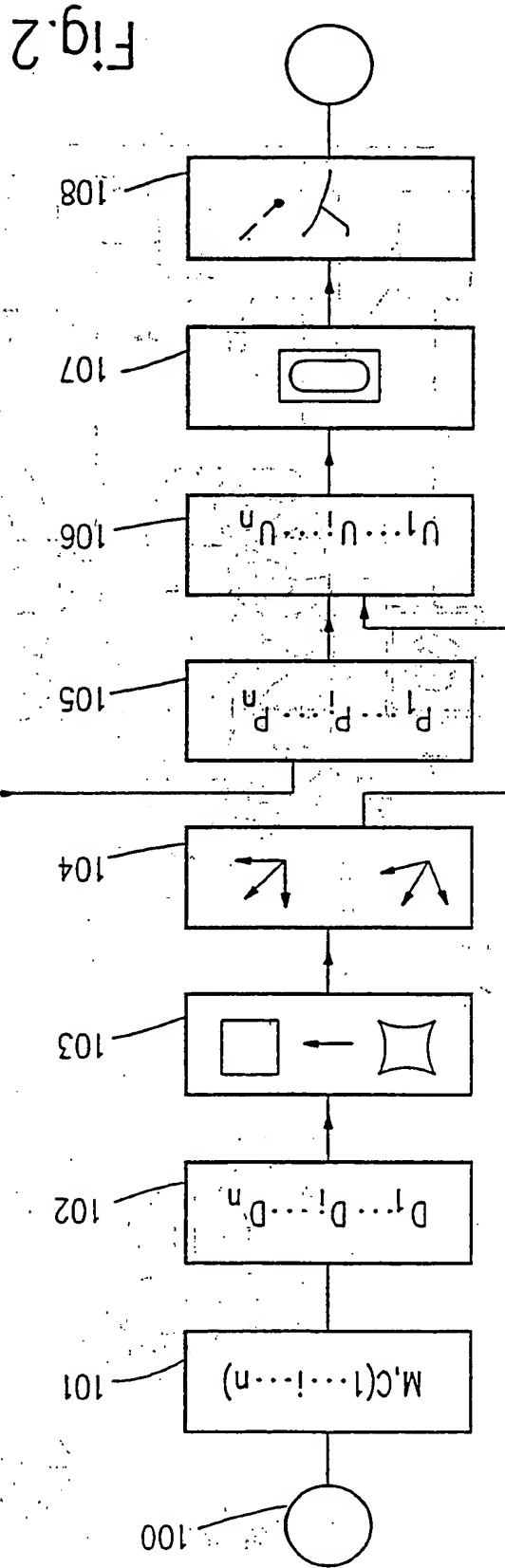


Fig. 2

Fig. 4

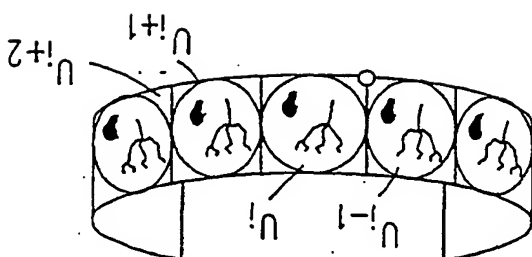


Fig. 3

